

(12) МЕЖДУНАРОДНАЯ ЗАЯВКА, ОПУБЛИКОВАННАЯ В СООТВЕТСТВИИ С
ДОГОВОР О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ (РСТ)

(19) ВСЕМИРНАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
Международное бюро



(43) Дата международной публикации:
10 января 2002 (10.01.2002)

(10) Номер международной публикации:
WO 02/02188 A1

(51) Международная патентная классификация¹:
A61N 5/10, A61B 6/00, G01N 23/04

ква, ул. 3. и А. Космодемьянских, д. 11-15, кв. 194
(RU) [VASILIEVA, Mariya Egorovna, Moscow
(RU)].

(21) Номер международной заявки: PCT/RU00/00273

(81) Указанные государства (национально): AU, BY,
CA, CN, IN, JP, KR, RU, UA, US.

(22) Дата международной подачи:
5 июля 2000 (05.07.2000)

(84) Указанные государства (регионально): евразийский
патент (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
европейский патент (AT, BE, CH, CY, DE, DK,
ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

(25) Язык подачи: русский

(26) Язык публикации: русский

(71) Заявитель и

Опубликована

(72) Изобретатель: КУМАХОВ Мурадин Абубекиро-
вич [RU/RU]; 123298 Москва, ул. Народного Опол-
чения, д. 38, кв. 55 (RU) [KUMAKHOV, Muradin
Abubekdrovich, Moscow (RU)].

С отчётом о международном поиске.

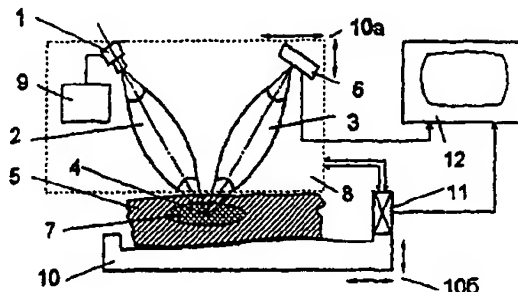
В отношении двухбуквенных кодов, кодов языков и дру-
гих сокращений см. «Пояснения к кодам и сокращениям»,
публикуемые в начале каждого очередного выпуска Бюл-
летеня РСТ.

(74) Агент: ВАСИЛЬЕВА Мария Егоровна; 125130 Мос-

(54) Title: ROENTGEN DEVICE FOR LOCALIZATION AND RADIATION THERAPY OF CANCELLATION CANCERS

(54) Название изобретения: РЕНТГЕНОВСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МЕСТОПОЛОЖЕНИЯ И
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ

(57) Abstract: The localization of a cancellation cancer detected by a previous diagnosis is carried out in the first stage of a radiation therapy by scanning a part (7) of a body (5) where said cancellation cancer is sited. The scanning is carried out by moving a zone (4) of radiation concentration formed by crossing several roentgen beams. Data on the spissitude of a tissue is received with the aid of detectors (6), to which the secondary radiation produced in the zone (4) of concentration is transferred. In the second stage, scanning with the aid of the same means for creating roentgen beams, which are used in the first stage, is carried out by moving the zone of concentration within the limits of cancellation cancer which are defined in the first stage. X-ray emitters are switched to an increased rate of operation with the aid of a control unit making it possible to perform radiolesion of the cancellation cancer. Various combinations of collimators, roentgen lenses and hemilenses creating a roentgen optical system together with the sources of radiation and detectors are used in order to transmit the X-rays to the zone of concentration, and the secondary radiation to the detectors. A relative motion (10a, 10b) of the roentgen optical system (8) as a its whole and the body of a patient (5) is performed during the scanning. XY sensors (11) recording said motion and the outputs of the detectors (6) are connected outputs to a unit (12) for data processing and display. The inventive method for obtaining information on the spissitude of a biological tissue and the use of the same means for forming roentgen beams in both stages increase the accuracy of measurements and the precision of the radiation effect and decrease the dose of exposure of the healthy tissue.



WO 02/02188 A1

(57) Реферат:

На первом этапе способа лучевой терапии уточняют местоположение злокачественного новообразования, выявленного в результате предшествующей диагностики, для чего осуществляют сканирование части (7) тела больного (5), в которой это образование находится. Сканирование производят, перемещая зону (4) концентрации излучения, создаваемую пересечением нескольких рентгеновских пучков. Информацию о плотности тканей получают с помощью детекторов (6), к которым транспортируют вторичное излучение, возникающее в зоне (4) концентрации. На втором этапе осуществляют сканирование с помощью тех же самых средств создания рентгеновских пучков, что и на первом этапе, перемещая зону концентрации в пределах злокачественного новообразования, зафиксированных на первом этапе. При этом источники (1) рентгеновского излучения с помощью средства управления (9) переводят в режим увеличенной интенсивности, достаточной для лучевого поражения тканей злокачественного новообразования. При сканировании зоны концентрации происходит взаимное перемещение (10а, 10б) рентгенооптической системы (8) как единого целого и тела больного (5). Использование указанного принципа получения информации о плотности биологических тканей и одних и тех же средств создания рентгеновских пучков на обоих этапах способствует повышению точности измерений и оказания лучевого воздействия и уменьшению дозы облучения здоровых тканей.

5 **Рентгеновские средства для определения местоположения
и лучевой терапии злокачественных новообразований**

Область техники

10 Изобретения относятся к средствам определения местоположения злокачественных новообразований в теле пациента и их лечения с помощью рентгеновского излучения.

Предшествующий уровень техники

Известные способы предусматривают после установления диагноза и принятия решения о применении лучевой терапии злокачественных новообразований с использованием рентгеновского излучения проведение топометрической подготовки, в ходе которой определяют линейные размеры, площадь, объем патологических образований, органов и анатомических структур и описывают в количественных терминах их взаимное расположение у конкретного больного (см., например: 15 Лучевая терапия злокачественных опухолей. Руководство для врачей. Под ред. проф. Е.С.Киселевой. Москва, «Медицина», 1996 [1], с. 46 - 47). Основная задача топометрической подготовки заключается в том, чтобы объединить различные данные, полученные в процессе диагностики заболевания, представить онкологу-радиологу всю топографо- 20 анатомическую информацию о подлежащей облучению области в масштабе 1:1 в виде, позволяющем разработать программу облучения. Для того чтобы выбрать варианты и параметры программы облучения, нужно знать форму и размеры очага-мишени, ее ориентацию в теле больного, а также синтопию окружающих органов и тканей, расстояние 25 между мишенью и наиболее важными с точки зрения распределения 30

лучевой нагрузки анатомическими структурами и критическими органами. В результате топометрической подготовки и разработки программы облучения выбирают, в частности, характерные точки и области на поверхности тела пациента, относительно которых впоследствии ориентируют рентгеновские пучки в процессе облучения.

Основным недостатком описанного сочетания подготовки пациента к облучению и собственно облучения является то, что эти этапы разнесены как во времени, так и в пространстве, в частности потому, что выполняются с помощью разных средств. Облучение (лучевое воздействие для поражения клеток злокачественного новообразования) проводят с помощью направленных источников достаточно мощного рентгеновского излучения. Что же касается рентгенологических исследований, предшествующих облучению, то они осуществляются при существенно меньших интенсивностях излучения и, кроме того, обычно выступают в качестве лишь одного из многочисленных сочетанно применяемых методов: ангиографии, экскреторной урографии, исследований желудочно-кишечного тракта, костей скелета и черепа, органов грудной клетки; радионуклидных исследований костей и печени; ультразвуковых методов - эхоскопии, эхотомографии, позволяющих получить изображение органов брюшной полости, таза и мягких тканей; компьютерной томографии - высокоэффективного способа получения рентгеновского изображения; магниторезонансной томографии и др. Вследствие этого получить высокую точность лучевого воздействия чрезвычайно трудно, в результате чего либо часть тканей злокачественного очага оказывается необлученной, либо интенсивное рентгеновское излучение концентрируется в области, превосходящей размеры злокачественного очага. В последнем случае окружающие здоровые ткани поражаются значительно сильнее, чем при неизбежном облучении здоровых тканей, находящихся на пути излучения к злокачественному очагу.

При реализации такой методики сказываются не только неточности выбора ориентиров и «нацеливания» на них рентгеновских пучков при лучевом воздействии, но и непостоянство положения внутренних органов, неточность размещения пациента при проведении луче-
5 вого воздействия в различных его сеансах. Вместе с тем само фракционирование облучения, обусловленное стремлением избежать переоблучения здоровых тканей, создает порочный круг, так как известно, что подводимая однократно к злокачественному очагу доза, достаточная для его необратимого поражения, в несколько раз меньше
10 суммарной дозы, необходимой при фракционировании [1, с. 84, 91].

В ряде известных технических решений для преодоления этого недостатка принимаются специальные меры, направленные на повышение точности и стабильности позиционирования пациента (см., например, патент США № 5,983,424, опубл. 16.11.1999 [2]).

15 Другим из путей преодоления отмеченных недостатков является применение так называемого симулятора - рентгенодиагностического аппарата, который по геометрическим и кинематическим возможностям повторяет аппарат для дистанционного облучения [1, с. 55]. С помощью симулятора можно, не меняя положения больного,
20 «просвечивать» его в различных направлениях. При топометрической подготовке больного укладывают на стол симулятора в положении, в каком он будет находиться во время облучения, и выполняют рентгеноскопию. С помощью светового перекрестия и перемещаемых рентгеноконтрастных нитей выбирают центр и границы объема облучения,
25 обозначают плоскость, в которой будет проходить центральная ось пучка излучения при лучевом воздействии.

Однако ни одна из подобных мер не позволяет избежать неточностей «нацеливания» пучков, оказывающих лучевое воздействие на злокачественное новообразование, вызванных ростом опухоли. Дан-
30 ный фактор оказывается особенно существенным при длительных сро-

ках лечения, когда сеансы облучения отдалены во времени от момента завершения диагностического обследования больного.

Технические решения, наиболее близкие к предлагаемым изобретениям, описаны в патенте США № 5,207,223 (опубл. 04.05.1993 [3]).

- 5 В способе и устройстве по этому патенту с помощью направленных рентгеновских пучков, позволяющих получить изображения структуры тканей пациента, такие изображения получают непосредственно перед
лучевым воздействием и используют их, сопоставляя с результатами
предшествующих диагностических исследований, для коррекции про-
10 граммы облучения. При этом, однако, для получения упомянутых изображений и лучевого воздействия на ткани злокачественного очага используют разные пучки, что принципиально не позволяет избежать ошибок в ориентации облучающих пучков. Кроме того, приемлемая
точность получения изображений может быть достигнута лишь при
15 реализации алгоритмов компьютерной томографии, что влечет за собой не только сложность соответствующих технических средств, но и довольно высокую дозу облучения сравнительно .

Раскрытие изобретений

- Технический результат, обеспечиваемый предлагаемыми изобретениями, относящимся к способу лучевой терапии злокачественных
20 новообразований, способу определения местоположения злокачественного новообразования и устройству для их осуществления заключается в исключении влияния названного фактора благодаря использованию одних и тех же рентгеновских пучков как для определения струк-
25 туры тканей и расположения злокачественного очага, так и для собственно лучевого воздействия на злокачественный очаг. Другим видом достигаемого технического результата является уменьшение дозы облучения в ходе получения изображений структуры тканей, используемых для корректирования программы облучения, а также уменьше-

ние дозы облучения тканей, окружающих выбранную область лучевого воздействия.

Предлагаемый способ лучевой терапии злокачественных новообразований с использованием пучков рентгеновского излучения, как и названный выше известный, осуществляют в два этапа. На первом этапе получают изображение внутренней структуры части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, вместе с окружающими его органами и тканями на основе информации в виде совокупности пространственных координат точек, к которым относят текущие результаты измерений, и соответствующих этим координатам значений плотности тканей. Затем с использованием результатов предшествующей диагностики идентифицируют изображения структурных элементов, относящиеся к злокачественному новообразованию и формируют программу облучения в виде совокупности доз рентгеновского излучения, которые должны быть подведены к различным частям злокачественного новообразования, представленным зафиксированными совокупностями координат точек. После этого переходят ко второму этапу, на котором осуществляют сформированную программу облучения.

Для достижения названных видов технического результата в предлагаемом способе, в отличие от известного, на первом этапе для получения указанной информации о внутренней структуре части тела больного концентрируют рентгеновское излучение в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование. Возникающее в этой зоне вторичное излучение транспортируют к одному или нескольким детекторам, сканируют часть тела больного, содержащую злокачественное новообразование, осуществляя для этого взаимное перемещение зоны концентрации излучения и тела больного. По совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких

детекторов и определяемых одновременно с координатами точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие результаты измерений, судят о плотности тканей в этой точке. Количественные показатели, принимаемые в качестве значений плотности тканей, вместе с соответствующими им значениями координат используют для построения изображений распределения плотности тканей в части тела больного, содержащей злокачественное новообразование. На втором этапе сканируют область пространства, занимаемую злокачественным новообразованием, осуществляя при этом концентрацию рентгеновского излучения с помощью тех же самых средств, что и на первом этапе, таким образом, чтобы занимаемые зоной концентрации положения соответствовали частям злокачественного новообразования, представленным совокупностями координат точек, зафиксированными на первом этапе в результате идентифицирования изображений структурных элементов, относящиеся к злокачественному новообразованию. Сформированную на первом этапе программу облучения и осуществляют, увеличивая интенсивность рентгеновского излучения по сравнению с первым этапом и регулируя продолжительность облучения.

Концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, можно осуществлять, например, с помощью одного или нескольких коллиматоров, используя соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников. При этом транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также можно осуществлять с помощью одного или нескольких коллиматоров, при этом все коллиматоры ориентируют так, чтобы оси их центральных каналов пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Возможно также осуществление концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, с помощью одной или
5 нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное. При этом транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам осуществляют с помощью одной или нескольких рент-
10 геновских полулинз, фокусирующих это излучение на детекторах или формирующих квазипараллельное излучение, причем все рентгеновские полулинзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Концентрация рентгеновского излучения в зоне, включающей
15 точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, может быть осуществлена также с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве
20 рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах, при этом все рентгеновские полулинзы и линзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересе-
25 кались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В одном из частных случаев при осуществлении предлагаемого способа концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новооб-
30 разование, осуществляют с помощью нескольких рентгеновских полу-

линз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одного или нескольких коллиматоров. При этом рентгеновские полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В другом частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений. В этом случае транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам осуществляют с помощью рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке. В этом частном случае достигается дополнительный технический результат, заключающийся в возможности локализации лучевого воздействия в областях сверхмалых размеров при небольшом количестве пучков (даже при одном) в сочетании с низким уровнем облучения здоровых тканей, что может позволить избежать фракционирования облучения и осуществлять в ряде случаев лучевую терапию малых опухолей за один сеанс. Возможность достижения данного вида технического результата обеспечивается благодаря использованию в предлагаемом изобретении рентгеновских линз.

Еще в одном из частных случаев концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, со-

5 держащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений. При этом транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам осуществляют с помощью коллиматоров, ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в указанной точке.

10 В предлагаемом способе определения местоположения злокачественного новообразования с использованием пучков рентгеновского излучения, как и в известном способе по патенту США № 5,207,223 [3], получают изображение внутренней структуры части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, вместе с окружающими
15 его органами и тканями на основе информации в виде совокупности пространственных координат точек, к которым относят текущие результаты измерений, и соответствующих этим координатам значений плотности тканей; после этого с использованием результатов предшествующей диагностики идентифицируют изображения структурных
20 элементов, относящиеся к злокачественному новообразованию.

В отличие от указанного известного, в предлагаемом способе с целью достижения указанного выше технического результата для получения указанной информации о внутренней структуре части тела больного концентрируют рентгеновское излучение в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование. Возникающее в этой зоне вторичное излучение транспортируют к одному или нескольким детекторам; сканируют часть тела больного, содержащую злокачественное новообразование,
30 осуществляя для этого взаимное перемещение зоны концентрации из-

лучения и тела больного. По совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов и определяемых одновременно с координатами точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие
5 результаты измерений, судят о плотности биологических тканей в этой точке. Количественные показатели, принимаемые в качестве значений плотности биологических тканей, вместе с соответствующими им значениями координат используют для построения изображений распределения плотности биологических тканей в части тела больного, со-
10 держащей злокачественное новообразование. Затем фиксируют сочетания координат точек и соответствующих им плотностей биологических тканей, идентифицированных как принадлежащих к злокачественным новообразованиям.

В частном случае осуществления предлагаемого способа определения местоположения злокачественного новообразования концен-
15 трацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров. При
20 этом используют соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников, и транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров; все коллиматоры ориентируют так, чтобы оси их центральных каналов пе-
25 ресекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В другом частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной
30 или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящее-

ся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, фокусирующих это излучение на детекторах или формирующих квазипараллельное излучение. При этом все рентгеновские полулинзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще в одном частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах. При этом все рентгеновские полулинзы и линзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В следующем частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одного или нескольких коллиматоров. При этом рентгеновские

полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

5 Концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, можно также осуществлять, используя один или несколько
10 разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с
15 помощью рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке.

 Возможно, кроме того, осуществление концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, с использованием
20 одного или нескольких разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующего количества рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений. Транспортирование возникающего вторичного излучения к одному
25 или нескольким детекторам в этом случае осуществляют с помощью коллиматоров, ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в указанной точке.

 Для осуществления обоих предлагаемых способов может быть использовано одно и то же устройство. Это устройство, как и известное
30 устройство по упомянутому выше патенту США № 5,207,223 [3] для оп-

ределения местоположения злокачественного новообразования и его
лучевой терапии с использованием пучков рентгеновского излучения,
содержит рентгенооптическую систему, средство для взаимного пози-
ционирования тела больного и рентгенооптической системы, средство
5 для обработки и отображения информации. При этом рентгенооптиче-
ская система включает один или несколько рентгеновских источников
со средствами концентрации их излучения и один или несколько детек-
торов, выходы которых подключены к средству для обработки и ото-
бражения информации.

10 Для достижения названных выше видов технического результа-
та, присущих предлагаемым изобретениям, в предлагаемом устройстве,
в отличие от известного, входящие в состав рентгенооптической систе-
мы рентгеновские источники выполнены с возможностью изменения
интенсивности их излучения и рентгенооптическая система содержит
15 средство совместного управления интенсивностью излучения рентге-
новских источников. Средства для концентрации излучения этих ис-
точников выполнены и установлены с возможностью концентрации
излучения всех источников в зоне, включающей точку, к которой отно-
сят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела
20 больного, содержащей злокачественное новообразование. Рентгенооп-
тическая система содержит также одно или несколько средств для
транспортирования вторичного излучения, возникающего в зоне кон-
центрации, к установленным у выходов этих средств детекторам, кото-
рые выполнены чувствительными к указанному вторичному излуче-
25 нию. Со средством взаимного позиционирования тела больного и рент-
генооптической системы связаны датчики для определения координат
точки, к которой относят текущие результаты измерений, расположен-
ной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новооб-
разование, подключенные своими выходами к средству для обработки
30 и отображения информации. Последнее выполнено с возможностью
формирования и отображения распределения плотности тканей, полу-

чаемого в результате сканировании областью концентрации излучения рентгеновских источников части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, с помощью средства для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы.

5 В одном из частных случаев выполнения предлагаемого устройства рентгенооптическая система содержит несколько рентгеновских источников, а каждое из средств для концентрации их излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, и средств для транспортирования возникающего в ней вторичного
10 излучения к детекторам выполнено в виде коллиматора с каналами, ориентированными в зону концентрации излучения рентгеновских источников, при этом оптические оси центральных каналов всех коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

15 В этом случае возможно, например, использование в составе рентгенооптической системы квазиточечных рентгеновских источников и коллиматоров с каналами, сфокусированными на этих источниках, при этом между выходом каждого рентгеновского источника и входом соответствующего коллиматора расположен экран с отверстием.
20

В указанном случае возможно также использование в составе рентгенооптической системы протяженных рентгеновских источников и коллиматоров с каналами, расширяющиеся в сторону этих источников.

25 В другом частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а
30

каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы, фокусирующей это излучение на детекторе. При этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще в одном частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы, формирующей квазипараллельное излучение и имеющей фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения. При этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В следующем частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на детекторе и имеющей второй фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения. В этом случае оптические оси всех рентгеновских полулинз и линз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Возможно также такое выполнение устройства, когда входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие
5 результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, расходящимися в сторону соответствующего детектора. При
10 этом оптические оси всех рентгеновских линз и полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще одна возможность выполнения предлагаемого устройства имеет особенность, заключающуюся в том, что входящие в состав
15 рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего рентгеновского
20 источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора. При этом оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой
25 относят текущие результаты измерений.

Другой частный случай выполнения устройства отличается тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой
30 относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгенов-

ской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на соответствующем детекторе. При этом оптические оси всех рентгеновских линз пересекаются в точке, к которой
5 относят текущие результаты измерений.

Возможно также такое выполнение предлагаемого устройства, при котором входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для
10 концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с
15 каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Предлагаемое устройство может быть выполнено также таким
20 образом, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, а каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника. При этом каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору выполнено в виде коллиматора с каналами, расходящимися в сторону соответствующего детектора; оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие
25 результаты измерений.
30

Во всех описанных случаях устройство может быть дополнительно снабжено средствами для отключения или экранирования детекторов на время работы источников рентгеновского излучения с увеличенной интенсивностью.

5	Краткое описание фигур чертежей
---	---------------------------------

Предлагаемые изобретения иллюстрируются чертежами, на которых показаны:

10 - на фиг. 1, поясняющей принципы, положенные в основу предлагаемых способов, - схематическое изображение взаимного расположения и соединения основных элементов устройства для осуществления предлагаемых способов;

- на фиг. 2 и 3 - частные случаи реализации способов выполнения устройства с использованием коллиматоров для концентрации рентгеновского излучения и транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 4 и 5 - то же с использованием рентгеновских полулинз;

20 - на фиг. 6 - то же использованием рентгеновских полулинз для концентрации рентгеновского излучения и «полных» рентгеновских линз - для транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 7 и 8 - то же использованием рентгеновских полулинз для концентрации рентгеновского излучения и коллиматоров - для транспортирования вторичного излучения к детекторам;

25 - на фиг. 9 - то же с использованием рентгеновских линз для концентрации рентгеновского излучения и транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 10 и 11 - то же использованием рентгеновских линз для концентрации рентгеновского излучения и коллиматоров - для транспортирования вторичного излучения к детекторам.

Варианты осуществления изобретений

- 5 Предлагаемый способ определения местоположения злокачественного новообразования применяется как самостоятельный, если за ним не следует проведение терапии злокачественного новообразования, или в составе способа лучевой терапии злокачественного новообразования на первом этапе его осуществления. В обоих случаях этот
10 способ как таковой не является диагностическим или терапевтическим.

Предлагаемый способ лучевой терапии злокачественного новообразования всегда включает в себя на первом этапе осуществления предлагаемый способ определения местоположения злокачественного новообразования.

- 15 Предлагаемое устройство является общим для обоих способов.

Предлагаемые способы осуществляются с помощью предлагаемого устройства следующим образом.

- Расходящееся рентгеновское излучение от квазиточечного источника 1 (фиг. 1) фокусируется рентгеновской линзой 2 в заданной
20 точке 4 части 7 тела больного 5, содержащей, как было установлено в результате предшествующей диагностики, злокачественное новообразование. Тело пациента размещено требуемым образом с помощью средства 10 для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы. Сфокусированное в точке 4 излучение возбуждает вторичное рассеянное излучение вещества биологических тканей
25 больного 5 (когерентное и некогерентное комптоновское излучение, флуоресцентное излучение). Интенсивность вторичного излучения с точностью до флуктуаций, обусловленных стохастическим характером процесса возбуждения вторичного излучения, пропорциональна плот-

ности вещества, в котором оно возникает. В той же самой точке 4 находится фокус второй рентгеновской линзы 3. Эта линза фокусирует захваченное ею рассеянное вторичное излучение на детекторе 6, который преобразует его в электрический сигнал, подаваемый на вход средства 5 12 обработки и отображения информации. Выбор положения общей фокусной точки 4 линз 1 и 3 осуществляется путем перемещения относительно друг друга тела большого 5 и рентгенооптической системы 8 с помощью средства 10 для их взаимного позиционирования. Рентгенооптическая система 8 включает источник 1 рентгеновского излучения, 10 выполненный с возможностью изменения интенсивности излучения, рентгеновские линзы 2, 3 и детектор 6 излучения, а также средство 9 для управления интенсивностью излучения. Последнее обеспечивает одновременное изменение интенсивности излучения всех источников, входящих в состав рентгенооптической системы (на фиг. 1, предназначенном для иллюстрации основных принципов предлагаемых изобре- 15 тений, показан только один из них).

Возможность изменения интенсивности излучения и средство 9 для управления ею используются в способе лучевой терапии на втором его этапе.

20 Поясним, что рентгеновские линзы, являющиеся средствами для управления рентгеновским излучением (фокусирования расходящегося излучения, формирования квазипараллельного пучка из расходящегося излучения, фокусирования квазипараллельного пучка и др.) представляют собой совокупность изогнутых каналов транспортировки 25 излучения, в которых излучение испытывает многократное полное внешнее отражение (см., например: В.А.Аркадьев, А.И.Коломийцев, М.А.Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3, с. 529-537 [4], где описана первая такая линза, и патент США №5744813 30 (опубл. 28.04.98) [5], где описана более современная линза). Линза в целом имеет форму бочки (т.е. сужается к обоим торцам), если она пред-

назначена для фокусирования расходящегося излучения, или полубочки (т.е. сужается только к одному из торцов), если она предназначена для преобразования расходящегося излучения в квазипараллельное или для фокусирования такого излучения. Для обозначения линз двух названных типов получили распространение соответственно термины «полная линза» и «полулинза».

Возможны два варианта работы и использования устройства по фиг. 1. В одном из которых неподвижно тело больного 5, а перемещается рентгенооптическая система 8 (возможность ее перемещения показана на фиг. 1 стрелками 10а) с сохранением взаимного расположения элементов 1, 2, 3 и 6 (а следовательно и совпадения фокусов линз 1 и 3). В другом варианте, наоборот, неподвижна рентгенооптическая система 8, а перемещается тело больного 5 (такое перемещение условно показано на фиг. 1 стрелками 10б).

Устройство содержит также координатный датчик 11, реагирующий на взаимное перемещение рентгенооптической системы 8 и тела больного 5, связанный со средством 10 для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы. Датчик 11 должен быть отрегулирован таким образом, чтобы его выходные сигналы соответствовали координатам точки, к которой относят текущие результаты измерений относительно выбранного начала отсчета.

В качестве упомянутой точки, к которой относят текущие результаты измерений, в частном случае, показанном на фиг. 1, выступает общая фокусная точка 4 рентгеновских линз 2 и 3, в которой пересекаются их оптические оси.

В других случаях, когда зона концентрации излучения более размыта, такой точкой является также является точка пересечения линий, являющихся оптическими осями (или условно принимаемыми в качестве оптических осей, например, ось центрального канала коллиматора) средств концентрации излучения и средств транспортирования

возникающего вторичного излучения к детекторам. С помощью средства 10 для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы должно быть обеспечено нахождение этой точки в пределах представляющей интерес части тела больного, содержащей
5 (или предположительно содержащей) злокачественное новообразование.
ние.

Зона концентрации излучения представляет собой область больших или меньших размеров, в зависимости от применяемых средств концентрации, окружающую указанную точку, к которой отно-
10 сят текущие результаты измерений (на втором этапе осуществления способа лучевой терапии зона концентрации тоже окружает точку пересечения линий, являющихся оптическими осями средств концентра-
ции излучения и средств транспортирования возникающего вторично-
го излучения к детекторам, хотя измерения на этом этапе могут и не
15 проводиться). В случае, показанном на фиг. 1 размер зоны концентрации минимален.

Выходные сигналы датчика 11, как и выходной сигнал детектора 6, подаются на входы средства 12 обработки и отображения информации. Как уже сказано выше, фокусная точка 4 является в данном случае
20 точкой, к которой относят текущие результаты измерений и в окрестности которой (с учетом конечного размера фокусной зоны рентгеновской линзы 2) фактически сконцентрировано излучение источника 1. Средство 12 обработки и отображения информации обеспечивает вос-
произведение картины распределения плотности вещества биологиче-
25 ских тканей тела больного 5, реализуя тот или иной алгоритм формирования двумерного или трехмерного изображения на экране (см., на-
пример: Е.Лапшин. Графика для IBM PC. М., «Солон», 1995 [6]). В простейшем случае, когда, например, сканирование (перемещение зо-
ны концентрации рентгеновского излучения, включающей точку 4, к
30 которой относят текущие результаты измерений) осуществляют в ка-

ком-либо плоском сечении тела больного 5, синхронно со сканированием может осуществляться развертка изображения на экране средства 12 с длительным послесвечением; возможно также запоминание определенного количества результатов измерений с последующей периодической разверткой изображения, и т.п. Возможности цифровой техники позволяют получить изображение распределения плотности в каком-либо плоском сечении и при других вариантах сканирования объема области, содержащей злокачественное новообразование - не обязательно непосредственно в представляющем интерес сечении. Для этого достаточно из полученных результатов (совокупности значений плотности и соответствующих им значений координат), относящихся к объему, содержащему нужное сечение, отобрать те результаты, которые соответствуют представляющему интерес сечению тела больного, сформировать и отобразить их двумерную картину относительно координатных осей, расположенных в этом сечении. Необходимые преобразования такого рода осуществляются программным путем с помощью известных методов, аналогичных описанным в [6].

Для идентифицирования структурных элементов полученного изображения как относящихся к злокачественному новообразованию более целесообразен именно режим просмотра статического запомненного в цифровой форме изображения, а не режим анализа изображения в реальном времени в процессе сканирования.

Принцип действия предлагаемых изобретений основан на том, что интенсивность рассеянного вторичного комптоновского излучения (вероятность возникновения квантов этого излучения) при прочих равных условиях (в частности, при данной интенсивности воздействующего на вещество первичного рентгеновского излучения) пропорциональна плотности вещества (см., например, Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., «Мир», 1965 [7]).

Использование квантов рассеянного вторичного комптоновского излучения в качестве информативных, в отличие от известных способов и устройств, где они оказывают мешающее влияние, представляет главную особенность предлагаемых изобретений.

- 5 Как уже отмечалось, при медицинских применениях важным преимуществом является возможность получения приемлемой точности при меньших дозах облучения биологических тканей.

Для оценки возможного выигрыша проведем сравнение с наиболее точным из современных методов получения изображений невидимой внутренней структуры тканей и органов человеческого тела - компьютерной рентгеновской томографией.

- Примем следующие предположения: энергия фотонов $E=50$ кэВ; зона концентрации рентгеновского излучения находится на глубине 50 мм и имеет размеры 1 мм \times 1 мм \times 1 мм (такие значения характерны, например, для условий наблюдения и точности в маммографических исследованиях); детектор воспринимает 5% вторичного излучения, возникшего на глубине 5 см (это предположение означает, что вторичное излучение, прежде чем попасть на вход средства транспортирования его к детектору, проходит 5 см в теле пациента и при этом угол захвата линзы или коллиматора, доставляющего вторичное излучение к детектору, составляет $0,05 \times 4\pi$ стерадиан). Учитывая, что линейный коэффициент поглощения фотонов в теле пациента близок к таковому в воде при энергии $E=50$ кэВ имеет порядок 2×10^1 1/см, получаем, что, проникая на глубину 5 см, первичный пучок излучения уменьшает свою интенсивность в $\exp(2 \times 10^1 \times 5) = e \approx 2,71$ раза. Выходя из тела пациента, вторичное излучение (энергия фотонов которого весьма близка к 50 кэВ), тоже уменьшает свою интенсивности в $e \approx 2,71$ раза. Таким образом, общая потеря интенсивности вследствие поглощения излучения в теле пациента составит $e \times e \approx 7,3$ раза. Занижая
- 30 оцениваемый выигрыш, учтем только комптоновскую составляющую

вторичного излучения. На толщине Δx вероятность образования квантов вторичного комптоновского излучения равна $\omega = \sigma_k \times N_e \times \Delta x$, где $\sigma_k = 6.55 \times 10^{-25} \text{ см}^2$ - сечение вторичного комптоновского рассеяния; $N_e = 3 \times 10^{23} \text{ 1/см}^3$ - плотность электронов в воде. Таким образом, при $\Delta x = 1 \text{ мм} = 10^{-1} \text{ см}$ вероятность $\omega = 6.55 \times 10^{-25} \times 3 \times 10^{23} \times 10^{-1} \approx 2 \times 10^{-2}$. Иначе говоря, для образования одного вторичного фотона на длине $\Delta x = 1 \text{ мм}$ необходимы в среднем $1 : (2 \times 10^{-2}) = 50$ фотонов первичного излучения.

Потребуем, чтобы погрешность оценки плотности (т.е. определения количества вторичных фотонов) имела порядок 1%. С учетом вероятностного характера процесса среднее квадратическое значение относительной погрешности равно $\delta = 1/(N)^{1/2}$, где N - количество зарегистрированных фотонов. Значению $\delta = 0,01$ соответствует $N = 10000$.

Теперь мы можем составить несложное уравнение для N_x - необходимого количества первичных фотонов, которые проникают на глубину 5 см и создают на этой глубине вторичное комптоновское излучение, проходящее, в свою очередь, 5 см, и при этом детектора достигают $N = 10000$ фотонов:

$$N_x \times e^{-2} \times 5 \times 10^{-2} \times 2 \times 10^{-2} = 10^4.$$

Здесь коэффициент 5×10^{-2} означает, что из всего количества образованных вторичных фотонов попадают на детектор и фиксируются только $5\% = 10^{-2}$. Из уравнения получаем $N_x = 7,3 \times 10^7$.

Фотоны с энергией $E=50 \text{ кэВ}$ создают дозу облучения, равную 1 Рентгену, если поток этих фотонов равен $2,8 \times 10^{10} \text{ 1/см}^2$ (табличные данные для соотношения между энергией фотонов, их количеством и дозой, см. например, Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Уэбба. М., «Мир», 1991 [8]). Если предположить, что поперечное сечение пучка первичного рентгеновского излучения при входе

в тело пациента равно 1 см^2 , то поток $7,3 \times 10^7 \text{ л/см}^2$ создаст в теле пациента дозу облучения, равную $2,6 \times 10^3$ Рентген.

При традиционной рентгеновской компьютерной томографии, например, при исследовании остеопороза, доза облучения обычно составляет $100 \div 300$ миллирентген (В.И.Мазуров, Е.Г.Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ «Фолиант», 1998, с. 47 [9]), т.е. примерно в 100 раз больше.

Дозу можно дополнительно уменьшить в несколько раз, если облучение вести с помощью нескольких источников, пучки которых приходят в зону концентрации по разным путям, не суммируясь в теле пациента.

Поэтому наиболее целесообразны варианты осуществления предлагаемых способов и устройства, в которых используются несколько разнесенных в пространстве источников рентгеновского излучения и детекторов с соответствующим количеством средств концентрации излучения и транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам (линз, полулинз, коллиматоров). С одной стороны, это позволяет достигнуть более эффективной концентрации излучения (в случае единственного средства для концентрации таковая возможна только при использовании рентгеновской линзы, как показано на фиг. 1) и увеличить отношение сигнал/шум на выходе детекторов. С другой стороны, это дает возможность сделать более распределенным воздействие на облучаемую часть тела больного и избежать передозировки облучения частей и органов, не подлежащих исследованию. Использование нескольких детекторов с простым усреднением (или более сложной обработкой выходных сигналов разных детекторов в средстве 12 обработки и отображения информации, например «весовым» усреднением либо обработкой, учитывающей наличие корреляции плотностей в близких друг к другу точках) при прочих равных условиях позволяет использовать источники рентгеновского

излучения меньшей мощности без потери точности. Кроме того, при усреднении уменьшается влияние других факторов, снижающих точность (например, неодинакового поглощения излучения источников на пути к разным точкам, в которых определяется плотность, и вторичного излучения на пути от этих точек ко входам средств транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам).

Ниже (фиг. 2 - фиг. 11) рассматриваются именно такие варианты.

Наиболее просты с точки зрения технической реализации варианты, показанные на фиг. 2 и фиг. 3.

В схеме фиг. 2 используются квазиточечные рентгеновские источники 1 и коллиматоры 13 с каналами, расходящимися (расширяющимися) в направлении распространения излучения для концентрации его в зоне 16. Между источниками 1 и коллиматорами 13 установлены экраны 14 с отверстиями для пропускания излучения на входы коллиматоров и предотвращения его непосредственного (минуя коллиматоры) попадания на объект. Вторичное излучение транспортируется к детекторам 6 с помощью коллиматоров 15 с каналами которые сходятся (сужаются) в направлении распространения излучения, т.е. в сторону детекторов 6, и могут иметь фокус на их чувствительной поверхности. В качестве детекторов 6 возможно использование, например, полупроводниковых детекторов, имеющих малую входную апертуру.

На фиг. 3 коллиматоры имеют ориентацию, противоположную показанной на фиг. 2. Для полного использования входной апертуры коллиматоров 18, концентрирующих излучение в зоне 16, целесообразно применение протяженных рентгеновских источников 17. По аналогичной причине целесообразно использовать детекторы 20 с большой входной апертурой (например, сцинтилляционного типа).

На фиг. 4 средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, 22 соответственно. При этом полулинзы 22 фокусируют рассеянное вторичное излучение на детекторах 6.

На фиг. 5 средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, 23 соответственно. При этом полулинзы 23 преобразуют рассеянное вторичное излучение в квазипараллельное и направляют его на детекторы 20 с большой входной апертурой.

На фиг. 6 показан комбинированный вариант: средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, направляющих в зону 16 параллельные пучки, а средства транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам 6 - в виде «полных» рентгеновских линз 3.

На фиг. 7 и 8 показаны другие комбинации, отличающиеся от предыдущей тем, что средства транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам выполнены в виде коллиматоров.

На фиг. 7 коллиматоры 19 имеют каналы, расширяющиеся в сторону детекторов 6, а последние имеют большую входную апертуру.

На фиг. 8, наоборот, коллиматоры 15 имеют каналы, сужающиеся в сторону детекторов 6, а последние имеют малую входную апертуру.

На фиг. 9 показан наиболее эффективный с точки зрения точности и разрешающей способности вариант, в котором средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения к детекторам 6 выполнены в виде

«полных» линз 2 и 3 соответственно (ср. этот вариант с показанным на фиг. 1).

На фиг. 10 и 11 показаны еще два комбинированных варианта. Их объединяет то, что в качестве средств концентрации излучения ква-
5 зиточечных источников 1 использованы «полные» рентгеновские лин-
зы 2.

На фиг. 10 в качестве средства для транспортирования вторич-
ного излучения к детекторам 6 с малой апертурой показано использо-
вание коллиматоров 15, сужающихся в сторону детекторов.

10 На фиг. 11 в качестве средства для транспортирования вторич-
ного комптоновского излучения к детекторам 20 с большой апертурой
показано использование коллиматоров 19, расширяющихся в сторону
детекторов.

Во всех частных случаях выполнения устройства взаимное рас-
15 положение элементов рентгенооптической системы 8 должно исклю-
чать возможность попадания излучения источников (1, 17) непосредст-
венно или после прохождения через тело больного (5) на входы детек-
торов (6, 20), поскольку, как уже отмечалось, информацию о плотности
исследуемых биологических тканей несет вторичное излучение, возни-
20 кающее в зоне концентрации. Для этого никакой детектор (и средство
транспортирования к нему вторичного излучения) не должен находиться
на продолжении оптической оси любого из средств концентрации
излучения источников в зоне концентрации, представляющей собой
область пересечения пучков рентгеновского излучения, формируемых
25 этими средствами.

Предлагаемый способ определения местоположения злокачест-
венного новообразования и работа предлагаемого устройства при осу-
ществлении этого способа завершаются фиксацией сочетаний коорди-
нат точек и соответствующих им плотностей биологических тканей,
30 идентифицированных как принадлежащих к злокачественным новооб-

разованиям (например, запоминанием соответствующих групп цифровых кодов в средстве для обработки и отображения информации). Идентифицирование может осуществляться, например, как и в известном способе [3] путем сравнения получаемых в процессе осуществления способа изображений с теми, которые были получены в результате предшествующей диагностики. При этом идентифицированные изображения структурных элементов могут отмечаться оператором, участвующим в осуществлении способа, на экране средства для отображения и обработки информации с помощью традиционных для вычислительной техники средств указания, например «мыши».

Если принято решение о проведении лучевой терапии злокачественного новообразования, перед дальнейшим использованием устройства формируют программу облучения в виде совокупности доз рентгеновского излучения, которые должны быть подведены к различным частям злокачественного новообразования, представленным зафиксированными совокупностями координат точек. Программу облучения формируют с использованием методик, описанных, например, в [1], с учетом особенностей пораженного злокачественным новообразованием органа и других факторов.

Программу облучения реализуют в процессе сканирования области пространства, занимаемой злокачественным новообразованием, используя при этом для концентрации рентгеновского излучения те же самые средства (линзы 2, 21; коллиматоры 13, 18), что и на первом этапе осуществления способа терапии, т.е. при осуществлении способа определения местоположения злокачественного новообразования. При этом с помощью средства 9 совместного управления интенсивностью излучения рентгеновских источников последние включают в каждом из дискретных положений зоны концентрации излучения на время, пропорциональное требуемой дозе, при повышенном уровне интенсивности (обеспечиваемом, например, увеличением анодного тока рентге-

новских трубок), достаточном для лучевого поражения тканей злокачественного новообразования. В частном случае, при малых размерах злокачественного новообразования, облучение может проводиться при единственном положении зоны концентрации рентгеновского облучения, т.е. без сканирования. При использовании для концентрации излучения полных линз возможно проведение лучевой терапии микроопухолей (например, глаза).

Для предотвращения возможного выхода из строя детекторов они могут отключаться либо экранироваться механически на время работы рентгеновских источников с повышенной интенсивностью излучения (на чертежах упомянутые средства не показаны).

Использование одних и тех же средств для концентрации излучения при уточнении местоположения злокачественного новообразования (на первом этапе способа лучевой терапии) и при реализации программы облучения (на втором этапе) в сочетании с малым разнесом во времени этих этапов сводят к минимуму погрешности «нацеливания» пучков излучения. Облучение производится при тех же положениях зоны концентрации излучения, что и на этапе определения местоположения злокачественного новообразования, так как рентгенооптическая система устанавливается относительно тела больного в положения, совпадающие с зафиксированными при идентифицировании изображений структурных элементов как относящихся к злокачественному новообразованию. Точность повторной рентгенооптической системы относительно тела больного установки взаимного в положение, соответствующее координатам, зафиксированным при идентифицировании, может быть повышена при использовании более совершенных средств взаимного позиционирования, например, аналогичных описанным в [2].

Использование той или иной схемы реализации предлагаемых способов и вариантов построения устройства определяются как нали-

чением возможности применения таких эффективных средств концентрации и транспортирования излучения, какими являются рентгеновские линзы или полулинзы, так и требуемой разрешающей способностью. Последний фактор влияет и на выбор параметров линз и полулинз (таких, как размер фокусного пятна, протяженность фокусной зоны в направлении оптической оси линзы и др.). При этом учитывается, что реализация весьма высокой разрешающей способности при использовании «полных» линз (порядка долей миллиметра и более высокой), сопряжена с увеличением времени, необходимого для сканирования области, содержащей злокачественное новообразование. Принимаются во внимание и прочие обстоятельства, такие как наличие рентгеновских источников подходящей мощности и размеров и др.

Наличие описанных и многочисленных других вариантов реализации предлагаемого способа и построения предлагаемого устройства предоставляет широкие возможности для конструирования средств, удовлетворяющих предъявляемым конкретным требованиям.

Промышленная применимость

Предлагаемые способы определения местоположения злокачественного новообразования и его лучевой терапии и устройство для их осуществления применяются в условиях, когда ранее уже проведена диагностика злокачественного новообразования и требуются получение уточненных данных о его местоположении, форме, размерах, и, быть может, также проведение терапии посредством лучевого воздействия, если соответствующее решение было принято ранее или принимается в результате получения указанных уточненных данных.

Источники информации

1. Лучевая терапия злокачественных опухолей. Руководство для врачей. Под ред. проф. Е.С.Киселевой. Москва, «Медицина», 1996.
2. Патент США № 5,983,424, опубл. 16.11.1999.
- 5 3. Патент США № 5,207,223, опубл. 04.05.1993.
4. В.А.Аркадьев, А.И.Коломийцев, М.А.Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3.
5. Патент США №5744813 (опубл. 28.04.98).
- 10 6. Е.Лапшин. Графика для IBM PC. М., «Солон», 1995.
7. Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., «Мир», 1965 [7]).
8. Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Уэбба. М., «Мир», 1991.
- 15 9. В.И.Мазуров, Е.Г.Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ «Фолиант», 1998.

Формула изобретения

1. Способ лучевой терапии злокачественных новообразований с использованием пучков рентгеновского излучения, включающий два этапа, на первом из которых получают изображение внутренней структуры части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, вместе с окружающими его органами и тканями на основе информации в виде совокупности пространственных координат точек, к которым относят текущие результаты измерений, и соответствующих этим координатам значений плотности биологических тканей тела больного, после чего с использованием результатов предшествующей диагностики идентифицируют изображения структурных элементов, относящиеся к злокачественному новообразованию, затем формируют программу облучения в виде совокупности доз рентгеновского излучения, которые должны быть подведены к различным частям злокачественного новообразования, представленным зафиксированными совокупностями координат точек, после чего переходят ко второму этапу, на котором осуществляют сформированную программу облучения, отличающийся тем, что на первом этапе для получения для получения указанной информации о внутренней структуре части тела больного концентрируют рентгеновское излучение в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, транспортируют возникающее в этой зоне вторичное излучение к одному или нескольким детекторам (6, 20), сканируют часть тела больного, содержащую злокачественное новообразование, осуществляя для этого взаимное перемещение зоны концентрации излучения и тела больного, и по совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов и определяемых одновременно с координатами точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие резуль-

таты измерений, судят о плотности биологических тканей в этой точке, количественные показатели, принимаемые в качестве значений плотности биологических тканей, вместе с соответствующими им значениями координат используют для построения изображений распределения плотности биологических тканей в части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, а на втором этапе сканируют область пространства, занимаемую злокачественным новообразованием, осуществляя при этом концентрацию рентгеновского излучения с помощью тех же самых средств, что и на первом этапе, таким образом, чтобы занимаемые зоной концентрации (16) положения соответствовали частям злокачественного новообразования, представленным совокупностями координат точек, зафиксированными на первом этапе в результате идентифицирования изображений структурных элементов, относящиеся к злокачественному новообразованию, и осуществляют сформированную на первом этапе программу облучения, увеличивая интенсивность рентгеновского излучения по сравнению с первым этапом и регулируя продолжительность облучения.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров (13, 18), используя соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1, 17), и транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров (15, 19), при этом все коллиматоры ориентируют так, чтобы оси их центральных каналов пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

3. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (22, 23), фокусирующих это излучение на детекторах (6, 20) или формирующих квазипараллельное излучение, при этом все рентгеновские полулинзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

4. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских линз (3), фокусирующих это излучение на детекторах (6), при этом все рентгеновские полулинзы и линзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

5. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела

больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одного или нескольких коллиматоров (19, 15), при этом рентгеновские полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

6. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (4), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) и соответствующее количество рентгеновских линз (3), фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6) осуществляют с помощью рентгеновских линз (3), фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке.

7. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) и соответствующее количество рентгеновских линз (2), фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты

измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6, 20) осуществляют с помощью коллиматоров (15, 19), ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в указанной точке.

- 5 8. Способ определения местоположения злокачественного новообразования с использованием пучков рентгеновского излучения, в котором получают изображение внутренней структуры части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, вместе с окружающими его органами и тканями на основе информации в виде совокупности пространственных координат точек, к которым относят текущие результаты измерений, и соответствующих этим координатам значений плотности биологических тканей, после чего с использованием результатов предшествующей диагностики идентифицируют изображения структурных элементов, относящиеся к злокачественному
- 10 новообразованию, отличающийся тем, что для получения указанной информации о внутренней структуре части тела больного концентрируют рентгеновское излучение в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, транспортируют возникающее в этой зоне вторичное излучение к одному или нескольким детекторам, сканируют часть тела больного, содержащую злокачественное новообразование, осуществляя для этого взаимное перемещение зоны концентрации излучения и тела больного, и по совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов и определяемых
- 15 одновременно с координатами точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие результаты измерений, судят о плотности биологических тканей в этой точке, количественные показатели, принимаемые в качестве значений плотности биологических тканей, вместе с соответствующими им значениями координат
- 20 используют для построения изображений распределения плотности
- 25
- 30

биологических тканей в части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, а затем фиксируют сочетания координат точек и соответствующих им плотностей биологических тканей, идентифицированных как принадлежащих к злокачественным новообразованиям.

9. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров (13, 18), используя соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1, 17), и транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров (15, 19), при этом все коллиматоры ориентируют так, чтобы оси их центральных каналов пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

10. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (22), фокусирующих это излучение на детекторах (6, 20) или формирующих квазипараллельное излучение, при этом все рентгеновские полулинзы ориентируют так, чтобы их оптиче-

ские оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

11. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6) - с помощью одной или нескольких рентгеновских линз (22), фокусирующих это излучение на детекторах, при этом все рентгеновские полулинзы и линзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

12. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют с помощью нескольких рентгеновских полулинз (21), преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников (1) в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6, 20) - с помощью одного или нескольких коллиматоров (15, 19), при этом рентгеновские полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

13. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят

текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) и соответствующее количество рентгеновских линз (2), фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке (4), к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6) осуществляют с помощью рентгеновских линз (3), фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке.

14. Способ по п. 8, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного, содержащей злокачественное новообразование, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников (1) и соответствующее количество рентгеновских линз (2), фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам (6, 20) осуществляют с помощью коллиматоров (15, 19), ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в указанной точке.

15. Устройство для определения местоположения злокачественного новообразования и его лучевой терапии с использованием пучков рентгеновского излучения, содержащее рентгенооптическую систему (8), средство (10) для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы, средство (12) для обработки и отображения информации, при этом рентгенооптическая система (8) включает один или несколько рентгеновских источников (1) со средствами (2) концентрации их излучения и один или несколько детекторов (6), вы-

ходы которых подключены к средству (12) для обработки и отображения информации, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы (8) рентгеновские источники (1) выполнены с возможностью изменения интенсивности их излучения и рентгенооптическая система (8) содержит средство (9) совместного управления интенсивностью излучения рентгеновских источников (1), а средства (2) для концентрации излучения этих источников выполнены и установлены с возможностью концентрации излучения всех источников в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, рентгенооптическая система (8) содержит также одно или несколько средств (3) для транспортирования вторичного излучения, возникающего в зоне концентрации, к установленным у выходов этих средств детекторам (6), которые выполнены чувствительными к указанному вторичному излучению, со средством (10) взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы связаны датчики (11) для определения координат точки, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, подключенные своими выходами к средству (12) для обработки и отображения информации, которое выполнено с возможностью формирования и отображения распределения плотности тканей, получаемого в результате сканирования областью концентрации излучения рентгеновских источников части тела больного (5), содержащей злокачественное новообразование, с помощью средства (10) для взаимного позиционирования тела больного и рентгенооптической системы.

16. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что рентгенооптическая система содержит несколько рентгеновских источников (1, 17), каждое из средств для концентрации их излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, и средств для транспортирования возникающего в ней вторичного излу-

чения к детекторам (6, 20) выполнено в виде коллиматора (13, 15, 18, 19) с каналами, ориентированными в зону концентрации излучения рентгеновских источников, при этом оптические оси центральных каналов всех коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

17. Устройство по п. 16, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, а коллиматоры (13) имеют каналы, сфокусированные на этих источниках, между выходом каждого рентгеновского источника и входом соответствующего коллиматора расположен экран (14) с отверстием.

18. Устройство по п. 16, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (17) являются протяженными, и коллиматоры (18) имеют каналы, расширяющиеся в сторону рентгеновских источников.

19. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы (21), преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы (22), фокусирующей это излучение на детекторе (6), при этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

20. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие

результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы (21), преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору (20) - в виде
5 рентгеновской полулинзы (23), формирующей квазипараллельное излучение и имеющей фокус в зоне (16) концентрации рентгеновского излучения, при этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

21. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы (21), преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для
15 транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы (3), фокусирующей это излучение на детекторе (6) и имеющей второй фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения, оптические оси всех рентгеновских полулинз и линз
20 пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

22. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие
25 результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы (21), преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора (19) с каналами, расходящимися в сторону соответствующего
30

детектора (20), оптические оси всех рентгеновских линз и полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

23. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы (21 преобразующей расходящееся излучение соответствующего рентгеновского источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора (15) с каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора (6), оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

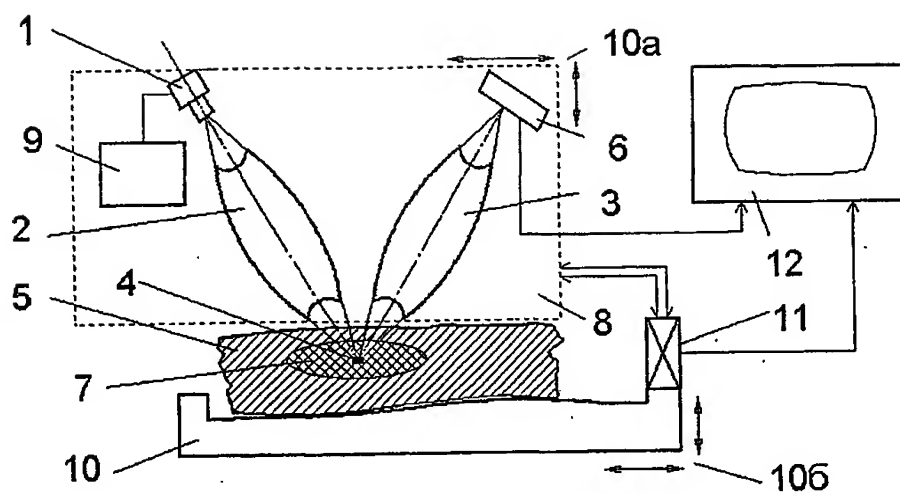
24. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы (2), фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы (3), фокусирующей это излучение на соответствующем детекторе (6), оптические оси всех рентгеновских линз пересекаются в точке (4), к которой относят текущие результаты измерений.

25. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие

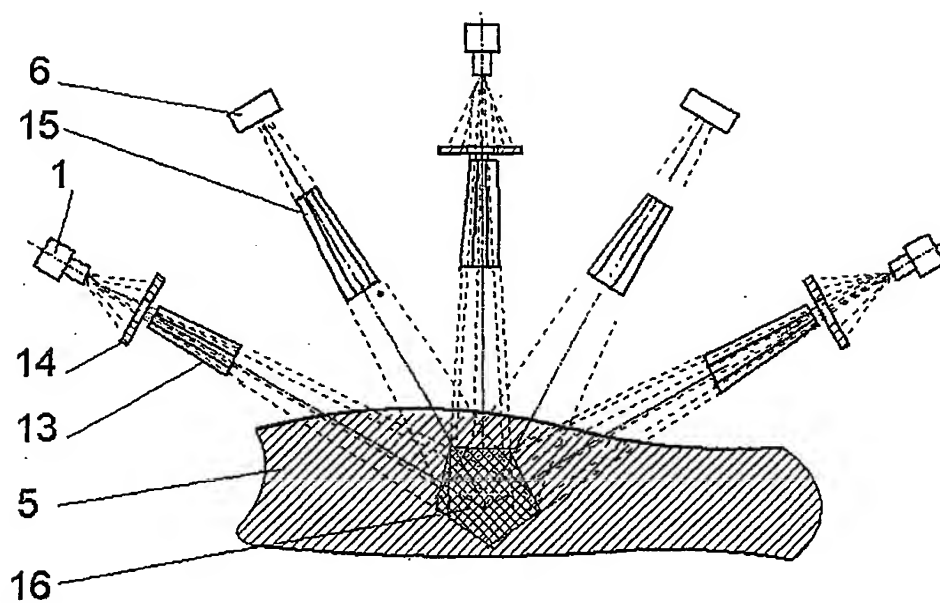
результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы (2), фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора (15) с каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора (6), оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

26. Устройство по п. 15, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники (1) являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне (16), включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы (2), фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора (19) с каналами, расходящимися в сторону соответствующего детектора (20), оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

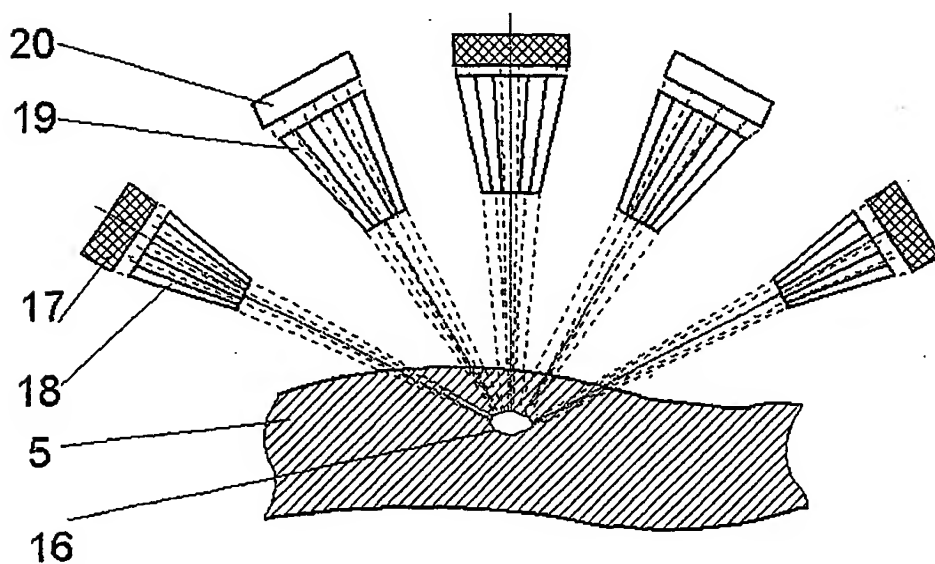
27. Устройство по любому из п.п. 15 - 26, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит средства для отключения или экранирования детекторов на время работы источников рентгеновского излучения с увеличенной интенсивностью.



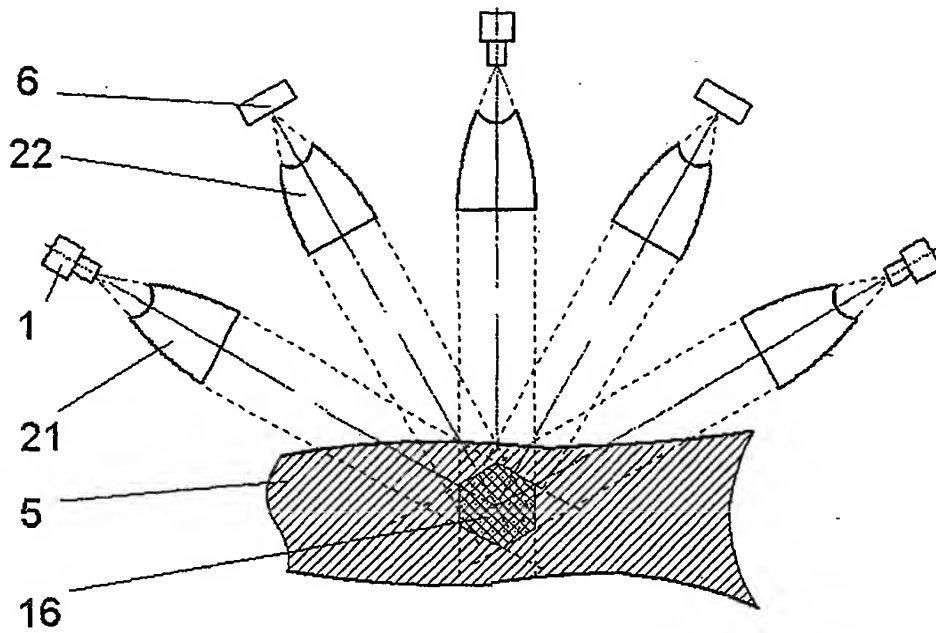
Фиг. 1



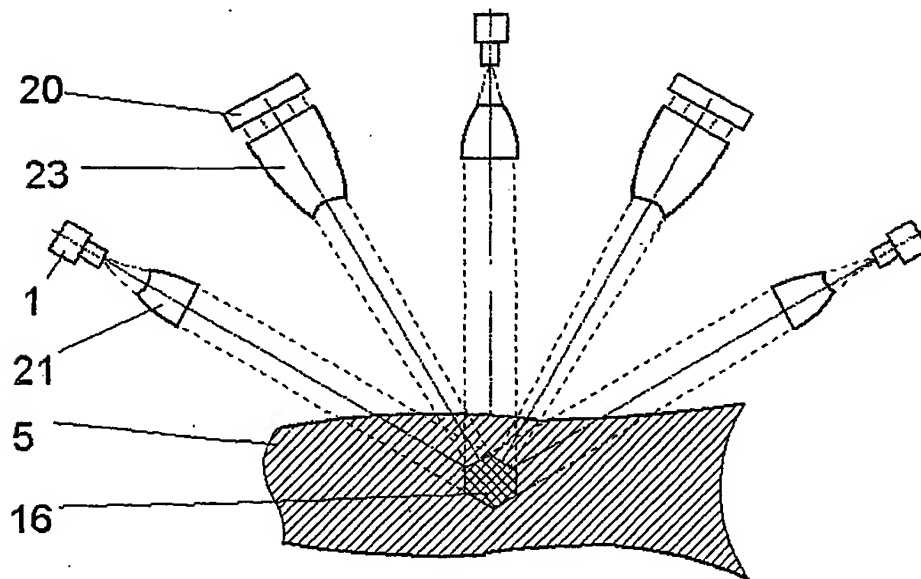
Фиг. 2



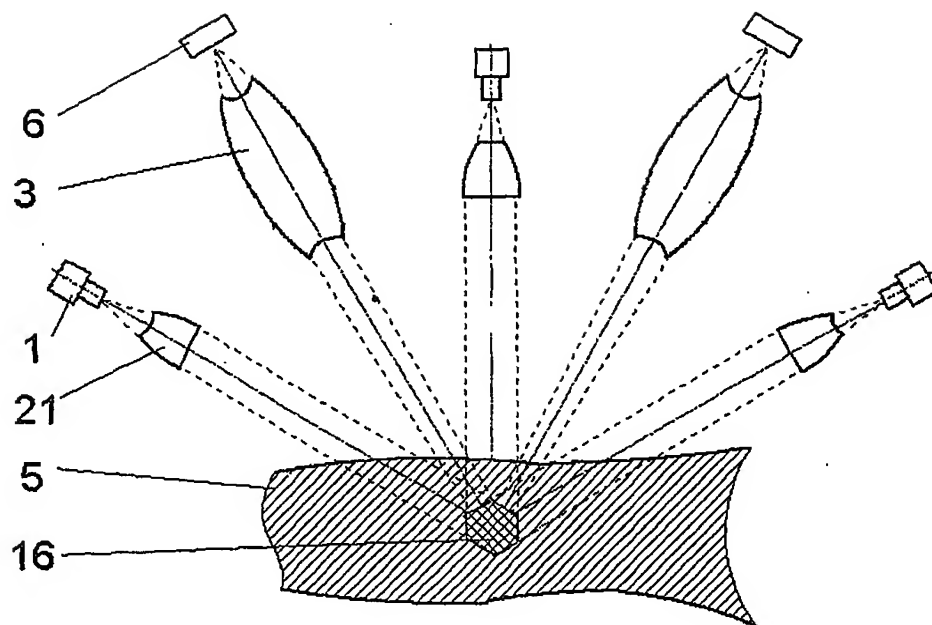
Фиг. 3



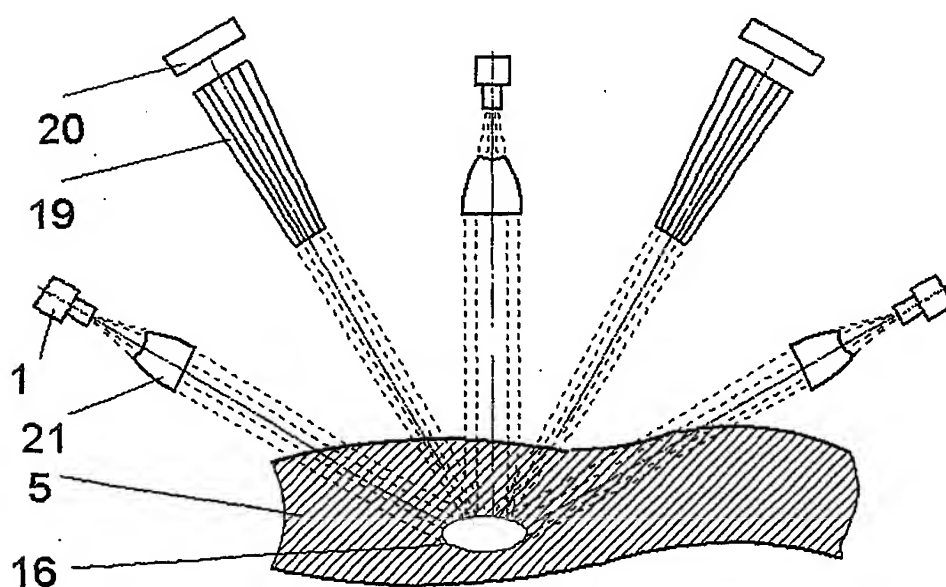
ФИГ. 4



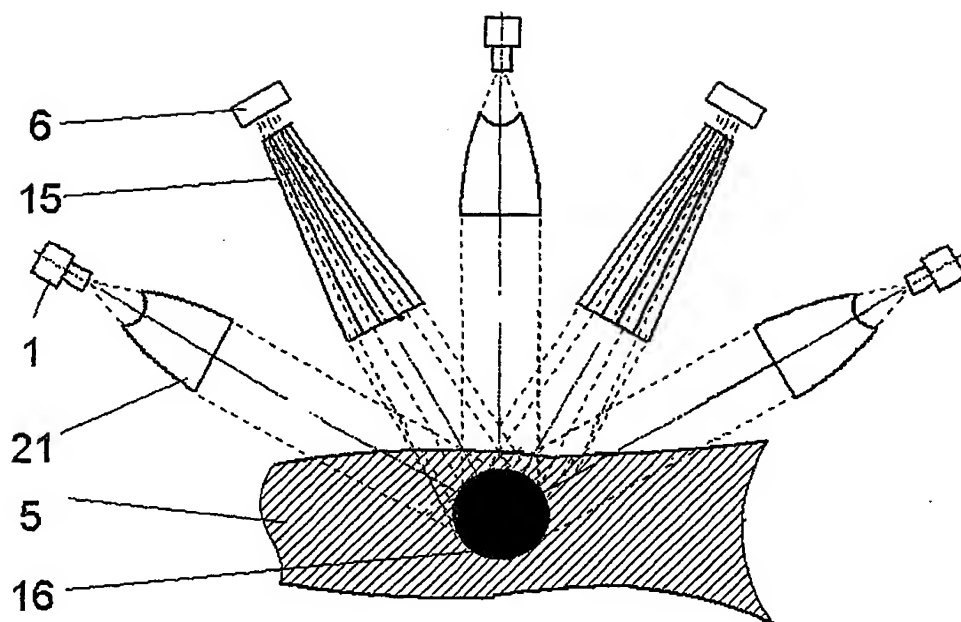
ФИГ. 5



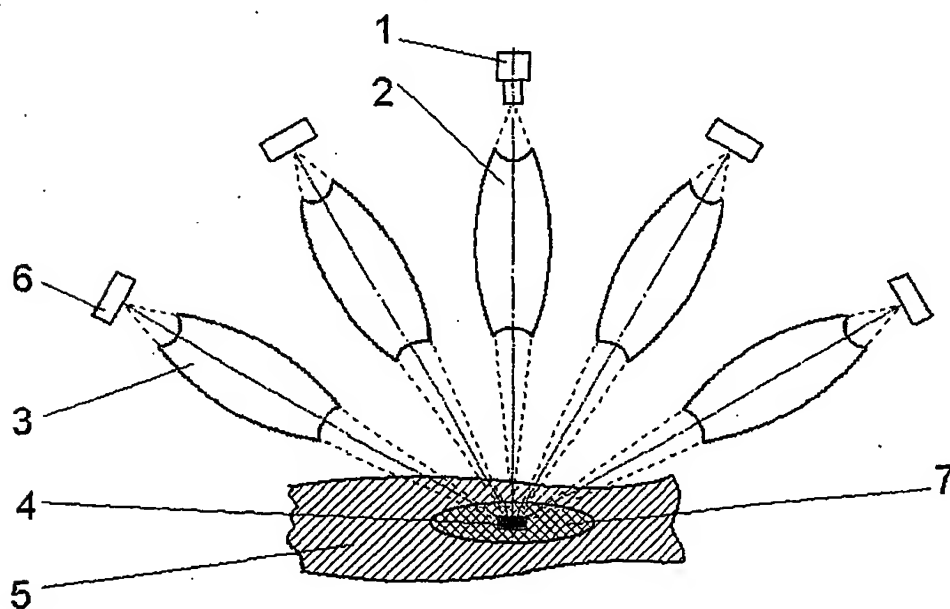
Фиг. 6



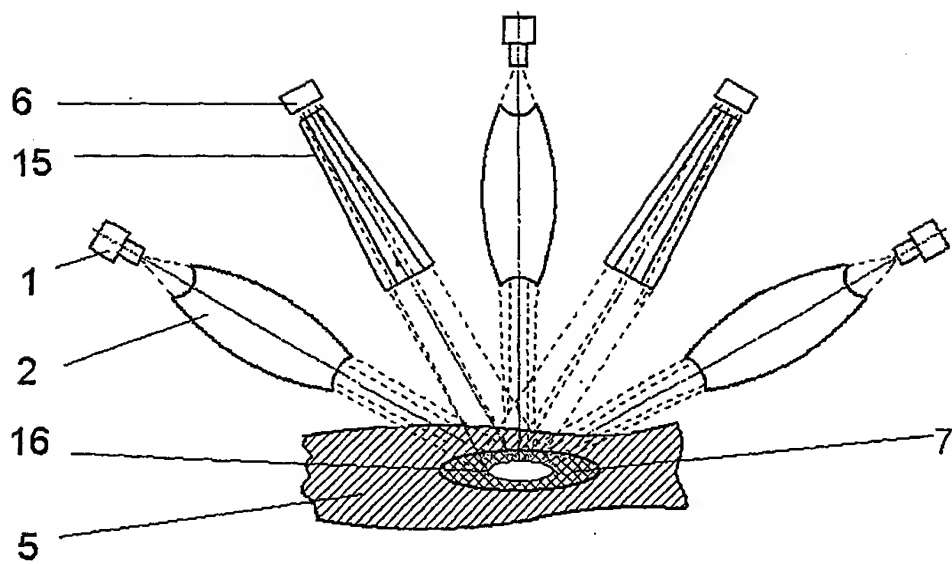
Фиг. 7



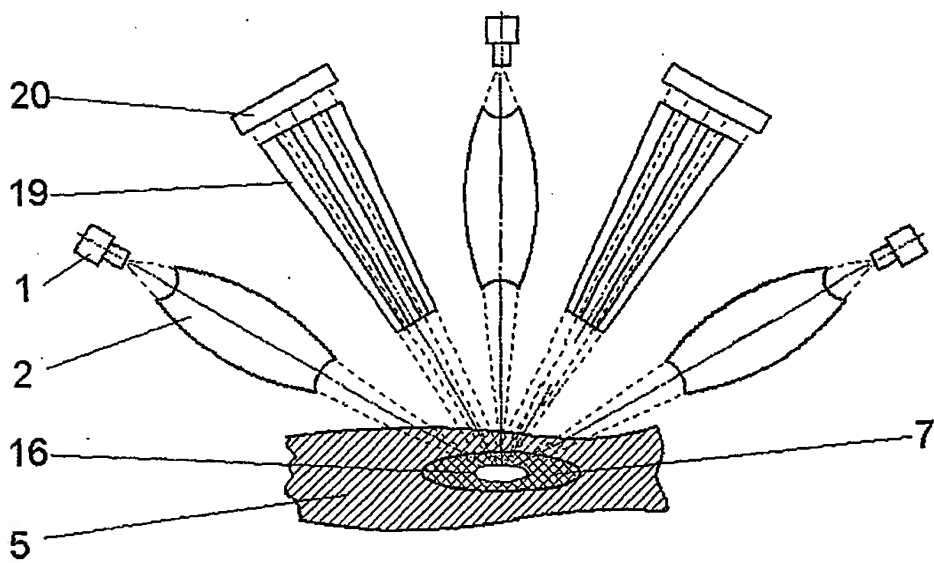
Фиг. 8



Фиг. 9



Фиг. 10



Фиг. 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/RU 00/00273

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N 5/10, A61B 6/00, G01N 23/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N 5/00, 5/10, A61 B6/00-6/14, A61B 5/05, G01N 23/00-23/04, G21K 1/00-1/06, G21K 5/00-5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5207223 A (ACCURAY, INC.) 4 May 1993 (4.05.1993) The abstract, figures 1, 3, 4	15
Y	The whole document	16-26
A		1-14, 27
Y	US 5528650 A (STUART SWERDLOFF et al) 18 June 1998 (18.06.1998) The abstract, figures 1, 4, 9	17
A		1,2, 7-9
Y	US 5596619 A (NOMOS CORPORATION) 21 January 1997 (21.01.1997) The abstract	19
A	Figures 1, 6,10, 15-18	1, 3, 8, 10
	US 5627870 A (ATEA, SOCIETE ATLANTIQUE DE TECHNIQUES AVAN-	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"I" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 February 2001 (21.02.2001)

Date of mailing of the international search report

08 February 2001 (08.02.2001)

Name and mailing address of the ISA/

RU

Authorized officer

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/RU 00/00273

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	CEES) 6 May 1997 (06.05.1997) The abstract, figures 1-3	16, 18 2-7, 9-14
Y	WO 96/ 01991 A1 (KUMAKHOV Muradin Abubekirovich) 25 January 1996 (25.01.1996), the claims, figures 1-33, the abstract	19-26

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Международный заявка №
PCT/RU 00/00273

А. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРЕДМЕТА ИЗОБРЕТЕНИЯ:

A61N 5/10, A61B 6/00, G01N 23/04

Согласно международной патентной классификации (МПК-7)

В. ОБЛАСТИ ПОИСКА:

Проверенный минимум документации (система классификации и индексы) МПК-7:

A61N 5/00, 5/10, A61 B6/00-6/14, A61B 5/05, G01N 23/00-23/04, G21K 1/00-1/06, G21K 5/00-5/10

Другая проверенная документация в той мере, в какой она включена в поисковые подборки:

Электронная база данных, использовавшаяся при поиске (название базы и, если, возможно, поисковые термины):

С. ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ:

Категория*	Ссылки на документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
X Y A	US 5207223 A (ACCURAY, INC.) May 4, 1993 реферат, фиг.1, 3, 4 весь документ	15 16-26 1-14, 27
Y A	US 5528650 A (STUART SWERDLOFF et al) Jun.18, 1996 реферат, фиг.1, 4, 9	17 1,2, 7-9
Y A	US 5596619 A (NOMOS CORPORATION) Jan. 21, 1997 реферат фиг.1, 6, 10, 15-18	19 1, 3, 8, 10
	US 5627870 A (ATEA, SOCIETE ATLANTIQUE DE TECHNIQUES AVAN-	

☒ следующие документы указаны в продолжении графы С. ☐ данные о патентах-аналогах указаны в приложении

* Особые категории ссылаемых документов:

A документ, определяющий общий уровень техники

E более ранний документ, но опубликованный на дату международной подачи или после нее

O документ, относящийся к устному раскрытию, экспонированию и т.д.

P документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета и т.д.

"P" документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета

T более поздний документ, опубликованный после даты приоритета и приведенный для понимания изобретения

X документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска, порочащий новизну и изобретательский уровень

Y документ, порочащий изобретательский уровень в сочетании с одним или несколькими документами той же категории

& документ, являющийся патентом-аналогом

"&" документ, являющийся патентом-аналогом

Дата действительного завершения международного поиска: 01 февраля 2001 (01.02.2001)

Дата отправки настоящего отчета о международном поиске: 08 февраля 2001 (08.02.2001)

Наименование и адрес Международного поискового органа:

Федеральный институт промышленной собственности

Россия, 121858, Москва, Бережковская наб., 30-1

Факс: 243-3337, телетайп: 114818 ПОДАЧА

Уполномоченное лицо:

С.Графова

Телефон № (095)240-58-88

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Международная заявка №

PCT/RU 00/00273

С. (Продолжение), ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ

Категория	Ссылки на документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
Y A	CEES) May 6, 1997 реферат , фиг.1-3	16, 18 2-7, 9-14
Y	WO 96/ 01991 A1 (КУМАХОВ Мурадин Абубекирович) 25 января 1996 (25.01.1996) , формула изобретения, фиг.1-33, реферат	19-26